

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6386939号
(P6386939)

(45) 発行日 平成30年9月5日 (2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日 (2018.8.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 1 3

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 6 1 2

請求項の数 14 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2015-39624 (P2015-39624)
 (22) 出願日 平成27年2月27日 (2015.2.27)
 (65) 公開番号 特開2016-158836 (P2016-158836A)
 (43) 公開日 平成28年9月5日 (2016.9.5)
 審査請求日 平成29年2月15日 (2017.2.15)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 杉崎 誠
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 久保 雅裕
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 蔵本 昌之
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光を発する第1光源と、

粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光を発光する第2光源と、

前記第1波長帯域の光と前記第2波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにする光量比設定部と、

前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて前記第1光源及び前記第2光源を制御する光源制御部と、

を備える内視鏡光源装置。

【請求項 2】

前記第1波長帯域の光のピーク波長は、ヘモグロビンの吸光スペクトルのピークよりも短波長側にあり、かつ、前記第2波長帯域の光のピーク波長はヘモグロビンの吸光スペクトルの前記ピークよりも長波長側にある請求項1に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 3】

前記第1波長帯域は紫色波長帯域であり、前記第2波長帯域は青色波長帯域である請求項1または2に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 4】

前記第2波長帯域の光は、さらに、長波長成分を低減する第2光源用帯域制限フィルタ

10

20

を透過した青色波長帯域の光である請求項 3 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 5】

前記光量比設定部は、前記第 1 波長帯域の光または前記第 2 波長帯域の光よりも波長帯域が広い広帯域光から、広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成される青色狭帯域光を前記観察対象に照射する場合の血管のコントラストを前記目標コントラストにして、前記光量比を設定する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 6】

前記光量比設定部は、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストのバランスを、前記青色狭帯域光を前記観察対象に照射する場合のバランスと等しくする前記光量比を設定する請求項 5 に記載の内視鏡光源装置。

10

【請求項 7】

前記光量比設定部は、粘膜下の深さが異なり、かつ、太さが等しい複数の血管のコントラストのバランスを、前記青色狭帯域光を前記観察対象に照射する場合のバランスと等しくする前記光量比を設定する請求項 5 または 6 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 8】

前記光量比設定部は、血管のコントラストの大きさを、前記青色狭帯域光を前記観察対象に照射する場合の血管のコントラストの大きさと等しくする前記光量比を設定する請求項 5 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 9】

前記広帯域光は、キセノンランプが発光する白色光である請求項 5 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

20

【請求項 10】

前記第 1 波長帯域の光または前記第 2 波長帯域の光よりも波長帯域が広い広帯域光から、広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成される青色狭帯域光を前記観察対象に照射する場合の血管のコントラストを基準とし、

前記光量比設定部は、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストの比または差を、前記青色狭帯域光を照射する場合の前記コントラストの比または差よりも大きくする前記光量比を設定する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 11】

30

前記光源制御部は、前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて、前記第 1 光源及び前記第 2 光源の発光量を制御する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 12】

前記光源制御部は、前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて、前記第 1 光源及び前記第 2 光源の発光時間を制御する請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 13】

観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第 1 波長帯域の光を発する第 1 光源と、

40

粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第 2 波長帯域の光を発光する第 2 光源と、

前記第 1 波長帯域の光と前記第 2 波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにする光量比設定部と、

前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて前記第 1 光源及び前記第 2 光源を制御する光源制御部と、

前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて制御された前記第 1 波長帯域の光または前記第 2 波長帯域の光を含む照明光が照射された前記観察対象を撮像する撮像センサと、

を備える内視鏡システム。

50

【請求項 14】

観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光を発する第1光源と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光を発する第2光源と、を備える内視鏡光源装置の作動方法において、

光量比設定部が、前記第1波長帯域の光と前記第2波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにするステップと、

光源制御部が、前記光量比設定部が設定する前記光量比を用いて前記第1光源及び前記第2光源を制御するステップと、

を備える内視鏡光源装置の作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象に照射する照明光を複数の光源を用いて形成する内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、内視鏡光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡光源装置は、体腔の粘膜等の観察対象に照射する光（以下、照明光という）を発生する装置である。内視鏡光源装置には、従来、キセノンランプが用いられてきたが、近年では、キセノンランプの代わりに、LED（Light Emitting Diode）やレーザーダイオード（以下、LD（Laser Diode）という）等の半導体光源が用いられつつある。

20

【0003】

例えば、特許文献1及び特許文献2の内視鏡システムは、内視鏡光源装置にLD1とLD2の2個のLDを搭載し、これらのLDが発するレーザー光を蛍光体（波長変換部材）に通すことで、蛍光体を透過するレーザー光と蛍光体が発する蛍光とで形成される白色光を観察対象に照射する。特に、特許文献1では、LD1とLD2の光量比を調節することによって白色光の成分を変えることによって、診断に適したコントラストの画像を得られるようにしている。また、特許文献2の内視鏡システムでは、LD1とLD2の光量比を調節することで血管と粘膜のコントラスト（輝度比）が変化することが記載されており、血管と粘膜のコントラストが1.6以上になるようにLD1とLD2の光量比を設定することで、粘膜下の比較的浅い位置にある血管（以下、表層血管という）の抽出能力が得られるようにしている。

30

【0004】

また、近年では、白色光を照射する場合よりも血管の有無や走行パターンを観察しやすくする、いわゆる狭帯域光観察が可能な内視鏡システムも普及している。狭帯域光観察は、例えば、広帯域光の波長帯域を制限する広帯域光用帯域制限フィルタを用いて、キセノンランプの白色光から青色波長帯域の狭帯域光（以下、青色狭帯域光という）と、緑色波長帯域の狭帯域光（以下、緑色狭帯域光という）を生成する。そして、青色狭帯域光で観察対象を撮影して得る信号と、緑色狭帯域光で観察対象を撮影して得る信号とを組み合わせることで、血管を観察しやすくした画像を提供する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-034753号公報

【特許文献2】特開2012-105784号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

内視鏡システムで用いる光源は、キセノンランプから半導体光源に置き換わりつつあるが、キセノンランプ等が発する白色光と、半導体光源によって発生させる白色光とでは、各々の分光スペクトルは異なっている。このため、キセノンランプ等による従来の白色光を観察対象に照射する場合と、半導体光源による白色光を観察対象に照射する場合とでは、粘膜下の深さや太さに応じて、血管の観察しやすさに違いが生じる。

【 0 0 0 7 】

例えば、粘膜下のある特定の深さ及び太さの血管に着目すると、キセノンランプを用いるよりも半導体光源を用いる方が、粘膜に対するコントラストが高く、観察しやすくなっているが、別の深さ及び太さの血管に着目すると、キセノンランプを用いるよりも半導体光源を用いる方が、粘膜に対するコントラストが低く、観察し難くなっているといったことが起こる場合がある。このようなキセノンランプと半導体光源の分光スペクトルの違いによって生じる血管の見え方の違いは、血管を強調する狭帯域光観察をする場合には特に顕著になる。したがって、キセノンランプを用いる内視鏡システムを利用していた医師が、半導体光源を用いる内視鏡システムを利用すると、上記のような血管の見え方の違いによって困惑してしまうことがあるので、半導体光源を用いる内視鏡システムでもキセノンランプを用いる場合と同様の血管の見え方を再現したい、特にキセノンランプの白色光から青色狭帯域光及び緑色狭帯域光を生成する狭帯域光観察の血管の見え方を再現したいという要望がある。

【 0 0 0 8 】

一方で、正確かつ詳細な診断をするために、キセノンランプでは観察し難かった深さ及び太さの血管をより良く観察したいという要望もある。半導体光源を用いると、キセノンランプとの分光スペクトルの違いによって、キセノンランプでは観察し難かった血管がよく観察できるようになる場合がある。これは狭帯域光観察をする場合も同様である。すなわち、半導体光源を用いる場合の利点を活かすことが望まれている。

【 0 0 0 9 】

したがって、上記2つの要望に応えるためには、半導体光源を用いる内視鏡システムでは、粘膜下の血管の深さ及び太さに応じて血管のコントラストを自在に調節して観察できるようにしておくことが望ましい。本発明は、粘膜下の深さ及び太さに応じて血管のコントラストを自在に調節することができる内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡光源装置は、観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光を発する第1光源と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光を発する第2光源と、第1波長帯域の光と第2波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにする光量比設定部と、光量比設定部が設定する光量比を用いて第1光源及び第2光源を制御する光源制御部と、を備える。

【 0 0 1 1 】

第1波長帯域の光のピーク波長は、ヘモグロビンの吸光スペクトルのピークよりも短波長側にあり、かつ、第2波長帯域の光のピーク波長はヘモグロビンの吸光スペクトルのピークよりも長波長側にあることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

第1波長帯域は紫色波長帯域であり、第2波長帯域は青色波長帯域であることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

第2波長帯域の光は、さらに、長波長成分を低減する第2光源用帯域制限フィルタを透過した青色波長帯域の光であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

光量比設定部は、第1波長帯域の光または第2波長帯域の光よりも波長帯域が広い広帯

10

20

30

40

50

域光から、広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成される青色狭帯域光を観察対象に照射する場合の血管のコントラストを目標コントラストにして、光量比を設定することが好ましい。

【0015】

光量比設定部は、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストのバランスを、青色狭帯域光を観察対象に照射する場合のバランスと等しくする前記光量比を設定することが好ましい。

【0016】

光量比設定部は、粘膜下の深さが異なり、かつ、太さが等しい複数の血管のコントラストのバランスを、青色狭帯域光を観察対象に照射する場合のバランスと等しくする光量比を設定することが好ましい。

10

【0017】

光量比設定部は、血管のコントラストの大きさを、青色狭帯域光を観察対象に照射する場合の血管のコントラストの大きさと等しくする光量比を設定することが好ましい。

【0018】

広帯域光は、キセノンランプが発光する白色光であることが好ましい。

【0019】

第1波長帯域の光または第2波長帯域の光よりも波長帯域が広い広帯域光から、広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成される青色狭帯域光を観察対象に照射する場合の血管のコントラストを基準とし、光量比設定部は、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストの比または差を、青色狭帯域光を照射する場合のコントラストの比または差よりも大きくする光量比を設定することが好ましい。

20

【0020】

光源制御部は、光量比設定部が設定する光量比を用いて、第1光源及び第2光源の発光量を制御することが好ましい。

【0021】

光源制御部は、光量比設定部が設定する光量比を用いて、第1光源及び第2光源の発光時間を制御することが好ましい。

【0022】

本発明の内視鏡システムは、観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光を発する第1光源と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光を発する第2光源と、第1波長帯域の光と第2波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにする光量比設定部と、光量比設定部が設定する光量比を用いて第1光源及び第2光源を制御する光源制御部と、光量比設定部が設定する光量比を用いて制御された第1波長帯域の光または第2波長帯域の光を含む照明光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、を備える。

30

【0023】

本発明の内視鏡光源装置の作動方法は、観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光を発する第1光源と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光を発する第2光源と、を備える内視鏡光源装置の作動方法であり、光量比設定部が、第1波長帯域の光と第2波長帯域の光の光量比を設定し、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにするステップと、光源制御部が、光量比設定部が設定する光量比を用いて第1光源及び第2光源を制御するステップと、を備える。

40

【発明の効果】

【0024】

本発明の内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法は、観察対象の粘膜下にある血管に対して、深さ分解能を有する第1波長帯域の光と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して、太さ分解能を有する第2波長帯域の光の光量比を設定すること

50

により、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにするので、粘膜下の深さ及び太さに応じて血管のコントラストを自在に調節することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】光源が発する光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】粘膜に対する血管の深さと、血管の太さを示す説明図である。

10

【図6】粘膜と、深さ及び太さが異なる複数の血管の反射率を示すグラフである。

【図7】粘膜に対する明るさの求め方を示すグラフである。

【図8】紫色光を照射した場合に得られる血管の明るさを示すグラフである。

【図9】紫色光を照射する場合に得られる血管のコントラストを示すグラフである。

【図10】紫色光を照射する場合に得られる血管のコントラストを示すグラフを、同じ深さ毎に深さ順に並べ替えたグラフである。

【図11】青色光を照射した場合に得られる血管の明るさを示すグラフである。

【図12】青色光を照射する場合に得られる血管のコントラストを示すグラフである。

【図13】青色光を照射する場合に得られる血管のコントラストを示すグラフを、同じ深さ毎に深さ順に並べ替えたグラフである。

20

【図14】ヘモグロビンの吸光スペクトルと、照明光に用いる紫色光及び青色光の関係を示す模式図である。

【図15】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図16】様々な光量比を設定した場合に得られる血管のコントラストのバランスを示すグラフである。

【図17】狭帯域光観察をする第2実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図18】第2実施形態の内視鏡システムが用いる照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図19】狭帯域光観察をする従来の内視鏡システムが用いる照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

30

【図20】青色狭帯域光の分光スペクトルのグラフである。

【図21】従来の青色狭帯域光によって得られる血管のコントラストを示すグラフである。

。

【図22】従来の内視鏡システムに対する血管のコントラスト比を示すグラフである。

【図23】粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比を示すグラフである。

【図24】太さが等しく、かつ、粘膜下の深さが異なる血管間のコントラスト比を示すグラフである。

【図25】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0026】

〔第1実施形態〕

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、内視鏡光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、コンソール19とを有する。内視鏡12は内視鏡光源装置14と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられた湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部12dが所望の方向に向けられる。また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、ズーム操作部13等が設けられている。

50

【0027】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続される。モニタ18は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部(図示省略)を接続してもよい。

【0028】

図2に示すように、内視鏡光源装置14は、観察対象に照射する照明光を発生する装置であり、複数の光源を有する光源部20と、光源部20の各光源を制御する光源制御部22と、複数の光源の光量比を設定する光量比設定部23と、光源部20が発する光の光路を結合する光路結合部24とを備えている。

10

【0029】

光源部20は、紫色LED(以下、V-LED(Violet Light Emitting Diode)という)20a、青色LED(以下、B-LED(Blue Light Emitting Diode)という)20b、緑色LED(以下、G-LED(Green Light Emitting Diode)という)20c、及び、赤色LED(以下、R-LED(Red Light Emitting Diode)という)20dの4色のLEDを有する。

【0030】

図3に示すように、V-LED20aは、中心波長405nm、波長帯域380~430nmの紫色光(以下、V光という)を発光する紫色光源である。B-LED20bは、中心波長450nm、波長帯域400~500nmの青色光(以下、B光という)を発する青色光源である。G-LED20cは、波長帯域が480~600nmに及ぶ緑色光(以下、G光という)を発する緑色光源である。R-LED20dは、中心波長620~630nmで、波長帯域が600~650nmに及び赤色光(以下、R光という)を発光する赤色光源である。

20

【0031】

なお、V-LED20a及びB-LED20bの中心波長は±5nmから±10nm程度の幅を有する。中心波長とは波長帯域のほぼ中心の波長であり、分光スペクトルの形状によっては、分光スペクトルのピークに対応する波長(以下、ピーク波長という)と中心波長とが一致するとは限らない。内視鏡システム10で用いるV光は、中心波長とピーク波長が異なっているとしてもよく、中心波長とピーク波長がほぼ一致しているとしてもよい。本実施形態のV光の中心波長とピーク波長はほぼ一致している。同様に、内視鏡システム10で用いるB光は、中心波長とピーク波長が異なっているとしてもよく、中心波長とピーク波長がほぼ一致しているとしてもよい。本実施形態のB光の中心波長とピーク波長はほぼ一致している。

30

【0032】

また、B-LED20bが発光するB光のうち、約450nmから約500nmの波長の光は表層血管やピットパターン等の微細な構造のコントラストを低下させてしまうので、B-LED20bの光路中には、B-LED20b用の帯域制限フィルタ(第2光源用帯域制限フィルタ。以下、Bs光生成用帯域制限フィルタという)25が配置されている。Bs光生成用帯域制限フィルタ25は、B-LED20bが発光したB光から約450nmから約500nmの長波長成分を低減した青色光(以下、Bs光という)を生成する。すなわち、Bs光は、Bs光生成用帯域制限フィルタ25を透過した青色波長帯域の光であり、主に約450nm以下の短波長成分で形成される青色波長帯域の光である。Bs光のピーク波長は約450nmである。Bs光と、V光、G光、及びR光は、光路結合部24によって混合され、図4に示す照明光26になる。

40

【0033】

すなわち、光源部20は、これらの互いに異なる色の光を独立して発光する複数の光源によって、V光、Bs光、G光、及びR光を重ね合わせたスペクトルを有する照明光26を発する。各LED20a~20dの発光量(以下、単に光量という)や発光時間の長さ等はそれぞれ独立に制御可能であるため、照明光の分光スペクトルは、各LED20a~

50

20dの光量や発光時間の長さ等を変えることによって変化させることができる。

【0034】

光源制御部22は、光量比設定部23が設定する光量比を用いて、光源部20が有する各LED20a~20dの駆動電流や駆動電圧、駆動電流または駆動電圧を制御する。具体的には、各LED20a~20dに入力する制御パルスのパルス幅やパルス長等を個別に制御することにより、各LED20a~20dが発する各光の発光タイミングや光量、発光時間の長さ等を制御する。これにより、光源制御部22は、照明光の実質的な分光スペクトルを変化させる。本実施形態では、光源制御部22は、各LED20a~20dの光量を制御する。

【0035】

光量比設定部23は、光源制御部22に対してV光、B光、G光及びR光の光量比を設定する。光量比設定部23が設定する光量比は、各LED20a~20dの制御パラメータであり、各LED20a~20dの発光時間の長さを考慮した実質的な光量比（広義の光量比）である。本実施形態では、光源制御部22は、各LED20a~20dの発光時間の長さを同じにし、単位時間あたりの発光量の比（狭義の光量比）を制御する。このため、光量比設定部23は、光源制御部22の制御方法に合わせて、各LED20a~20dの単位時間あたりの発光量の比を光量比として設定する。

【0036】

光量比設定部23は、少なくとも、観察対象の粘膜下にある血管に対して深さ分解能を有する第1波長帯域の光と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して太さ分解能を有する第2波長帯域の光の光量比を光源制御部22に対して設定する。これにより、光量比設定部23は、粘膜に対する血管のコントラストを、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストにする。

【0037】

目標コントラストとは、深さ及び太さが異なる複数の血管の粘膜に対するコントラストのバランスの目標であり、光量比設定部23が設定する光量比と一対一に対応する。複数の光量比及び目標コントラストが、光量比設定部23にプリセットされているが、操作部12bやコンソール19等の入力デバイスを用いて設定を任意に選択または変更することができる。

【0038】

深さ分解能とは、粘膜表面からの血管の深さによって粘膜に対するコントラストが変化し、粘膜に対するコントラストの変化によって深さを識別できることを言う。太さ分解能とは、血管の太さによって粘膜に対するコントラストが変化し、粘膜に対するコントラストの変化によって血管の太さを識別できることを言う。

【0039】

図5に示すように、観察対象の粘膜から血管の上端（最も粘膜に近い箇所）までの距離を血管の深さ「d」 μm 、血管の直径を血管の太さ「 ϕ 」 μm とする場合に、粘膜と、深さ及び太さが異なる複数の血管の反射率をシミュレーションによって算出したグラフが図6である。図6及び以下では、粘膜表面からの深さを「d」と数値、血管の太さを「 ϕ 」と数値によって表す。例えば、深さ5 μm かつ直径20 μm の血管は「d5 ϕ 20」で表す。他の深さ及び太さの血管についても同様であり、図6では、d5 ϕ 20の血管の他、d5 ϕ 40（深さ5 μm 直径40 μm ）の血管、d15 ϕ 20（深さ15 μm 直径20 μm ）の血管、d50 ϕ 10（深さ50 μm 直径10 μm ）の血管、d50 ϕ 20（深さ50 μm 直径20 μm ）の血管の各反射率のグラフを示している。

【0040】

図6から分かる通り、深さ及び太さが異なる複数の血管の反射率のグラフは、概ね450nm以下の波長帯域では、太さ「 ϕ 」が異なっても、深さ「d」が同じ場合には概ね同じの反射率に収束し、かつ、深さ「d」の違いによって収束する反射率の値が異なる。そして、粘膜下の浅い位置にある血管ほど反射率は低く、粘膜下の深い位置にある血管ほど反射率が高くなって、粘膜の反射率に近づく。血管のコントラストは、例えば粘膜の

10

20

30

40

50

反射率と血管の反射率の比（または差）であり、粘膜に対する明るさの違いが大きいほど視認性が高い。このため、概ね450nm以下の光を照射して観察対象を撮像する場合、図6に反射率のグラフを示す血管の中では、深さ5 μ m（d5）の血管が最も反射率が低く、暗い血管なので、粘膜に対するコントラストが高く、視認性が高い。逆に、深さ50 μ m（d50）の血管は最も反射率が粘膜に近く、明るい血管なので、粘膜に対するコントラストは低く、視認性は最も悪い。したがって、概ね450nm以下の波長帯域の光を照射して観察対象を撮像すると、血管の太さによらず、血管の深さによってコントラストがつく。そして、深さの違う血管を比較した場合、血管の深さによって、血管のコントラストに違いがでる。したがって、概ね450nm以下の波長帯域の光は、深さ及び太さが異なる複数の血管に対して、深さ分解能を有する。

10

【0041】

一方、概ね450nm以上600nm以下の波長帯域では、深さ「d」が異なっているも、太さ「 ϕ 」が同じ場合には概ね同じ反射率に収束し、かつ、太さ「 ϕ 」の違いによって収束する反射率の値が異なる。そして、太い血管ほど反射率が低く、細い血管ほど反射率が高くなって、粘膜の反射率に近づく。このため、概ね450nm以下の光を照射して観察対象を撮像する場合、図6に反射率のグラフを示す血管の中では、太さ40 μ m（ ϕ 40）の血管が最も反射率が低く、暗い血管なので、粘膜に対するコントラストが高く、視認性が高い。逆に、太さ10 μ m（ ϕ 10）の血管は最も反射率が粘膜に近く、明るい血管なので、粘膜に対するコントラストは低く、視認性は最も悪い。したがって、概ね450nm以上600nm以下の波長帯域の光を照射して観察対象を撮像すると、血管の深さによらず、血管の太さによってコントラストがつく。そして、太さの違う血管を比較した場合、血管の太さによって血管のコントラストに違いがでる。したがって、概ね450nm以上600nm以下の波長帯域の光は、深さ及び太さが異なる血管に対して太さ分解能を有する。

20

【0042】

なお、図6によれば、概ね600nm以上の波長帯域の光は、血管の深さ及び太さによらず、全ての血管の反射率は粘膜の反射率に近くなるので、600nm以上の波長帯域の光を照射して観察対象を撮像しても、血管は観察し難いことが分かる。

【0043】

図7に示すように、波長405nmの光を照射する場合のd5 ϕ 20の血管の粘膜に対する明るさは、図6のグラフを用いて、「d5 ϕ 20の血管の反射率R1 / 粘膜の反射率R0」（または、d5 ϕ 20の血管の反射率R1 - 粘膜の反射率R0）で求められ、波長450nmを照射する場合のd5 ϕ 20の血管の粘膜に対する明るさは「d5 ϕ 20の血管の反射率R3 / 粘膜の反射率R2」（または、d5 ϕ 20の血管の反射率R3 - 粘膜の反射率R2）で求められる。したがって、粘膜の反射率を照射する光の波長帯域で積分した値に対する血管の反射率を照射する光の波長帯域で積分した値の比（または差）が、粘膜に対する血管の明るさである。そして、粘膜に対する血管の明るさの逆数は、血管のコントラストを表す。

30

【0044】

V光を照射する場合、深さ及び太さが異なる複数の血管の粘膜に対する明るさは、図8に示すとおりである。V光を照射する場合、深さ及び太さが異なる複数の血管のコントラストは、図9に示すとおりである。図9の棒グラフによれば、V光照射時の深さ及び太さが異なる血管のコントラストは、深さが等しければコントラストがほぼ等しい値になる。また、図9の棒グラフを ϕ 20のグループと ϕ 40のグループでそれぞれ深さ順に並べ直した図10からも分かるように、同じ太さの血管を比較すれば、粘膜下の浅い位置にあるほどコントラストが高くなっており、深い位置にあるほど粘膜に対するコントラストが小さくなっている。したがって、V光は、深さ分解能を有する。本実施形態では、深さ分解能を有する第1波長帯域とはV光に対応する紫色波長帯域であり、第1波長帯域の光を発光する第1光源とはV-LED20aである。

40

【0045】

50

B s 光は、波長 4 5 0 n m 近傍の波長帯域を有する光であり、深さ分解能を有する短波長側の波長帯域と、太さ分解能を有する長波長側の波長帯域との境界にあるので、これらの間の過渡的な性質を有することが予測される（図 6 参照）。B s 光の特性を調べるために、V 光と同様に、深さ及び太さの異なる複数の血管の粘膜に対する明るさを算出し、棒グラフで表したものが図 1 1 のグラフである。そして、深さ及び太さの異なる複数の血管の粘膜に対するコントラストを、血管の深さ毎にグループにして太さ順に棒グラフで表したグラフが図 1 2 であり、血管の太さ毎にグループにして深さ順に棒グラフで表したグラフが図 1 3 である。

【 0 0 4 6 】

図 1 2 からわかるように、粘膜下の同じ深さにあって、太さが異なる血管の粘膜に対するコントラストを比較すると、B s 光を照射する場合、血管が太い方が、粘膜に対するコントラストが高くなる。すなわち、B s 光は、粘膜下の同じ深さにある血管に対して太さ分解能を有する。したがって、本実施形態では、粘膜下の同じ深さにある血管に対して太さ分解能を有する第 2 波長帯域の光とは B s 光であり、第 2 波長帯域とは B s 光に対応する青色波長帯域である。第 2 波長帯域の光を発光する第 2 光源は B - L E D 2 0 b と B s 光生成用帯域制限フィルタ 2 5 によって構成される。

【 0 0 4 7 】

なお、図 1 3 から分かるように、B s 光を照射する場合、同じ太さで、深さが異なる血管の粘膜に対するコントラストを比較すると、粘膜下の浅い位置にある血管ほどコントラストが高く、深い位置にある血管ほど粘膜に対するコントラストが低くなる。したがって、B s 光は、同じ太さの血管に対して深さ分解能を有する。

【 0 0 4 8 】

また、図 1 4 に示すように、ヘモグロビンの吸光スペクトルのピークは、約 4 2 0 n m から約 4 3 0 n m にある。そして、V 光（第 1 波長帯域の光）のピーク波長は、ヘモグロビンの吸光スペクトルのピークよりも短波長側にあり、かつ、B s 光（第 2 波長帯域の光）のピーク波長は、ヘモグロビンの吸光スペクトルのピークよりも長波長側にある。そして、V 光及び B s 光の各ピーク波長における光量が等しければ、ヘモグロビンの吸光強度は同じ程度になる。このため、V 光の深さ分解能、及び B s 光の同じ深さにある血管に対する太さ分解能は、ヘモグロビンの吸光強度の違いによるものではなく、それぞれ V 光と B s 光の性質である。

【 0 0 4 9 】

光源部 2 0 及び B s 光生成用帯域制限フィルタ 2 5 によって発生した照明光は、光路結合部 2 4 を介して挿入部 1 2 a 内に相通されたライトガイド 4 1 に入射する（図 2 参照）。ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード（内視鏡 1 2 と内視鏡光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部 2 4 から導光される照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 1 0 5 μ m、クラッド径 1 2 5 μ m、外皮となる保護層を含めた経が ϕ 0 . 3 ~ 0 . 5 m m の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 5 0 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 によって伝搬された照明光は観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、撮像センサ 4 8 を有している。観察対象からの戻り光（反射光の他、観察対象等から発生する蛍光を含む光）は、対物レンズ 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介して撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に観察対象が結像される。なお、ズームレンズ 4 7 は、ズーム操作部 1 3 を操作することで、テレ端とワイド端の間で自在に移動され、撮像センサ 4 8 に結像する観察対象を拡大または縮小する。

【 0 0 5 1 】

撮像センサ 48 はカラー撮像センサであり、観察対象からの戻り光を撮像して画像信号を出力する。撮像センサ 48 としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを利用可能である。また、図 15 に示すように、撮像センサ 48 は、R (赤色) カラーフィルタ、G (緑色) カラーフィルタ、及び B (青色) カラーフィルタの 3 色のカラーフィルタが画素毎に設けられており、観察対象からの戻り光を撮像して色毎の画像信号を出力する。すなわち、撮像センサ 48 は、R カラーフィルタが設けられた R 画素 (赤色画素) と、G カラーフィルタが設けられた G 画素 (緑色画素) と、B カラーフィルタが設けられた B 画素 (青色画素) とを有し、各画素からそれぞれ画像信号を出力することにより、R G B 画像信号を出力する。具体的には、撮像センサ 48 は、照明光のうち V 光と B s 光の各戻り光を B 画素で受光し、青色画像信号 (以下、B 画像信号という) を出力する。同様に、照明光のうち G 光の戻り光を G 画素で受光し、緑色画像信号 (以下、G 画像信号という) を出力し、R 光の戻り光を R 画素で受光し、赤色画像信号 (以下、R 画像信号という) を出力する。

10

【0052】

光量比設定部 23 によって、観察対象の粘膜下にある血管に対して深さ分解能を有する V 光と、粘膜下の同じ深さにある血管に対して太さ分解能を有する B s 光の光量比が設定されているので、上記各色の画像信号のうち、B 画像信号では、粘膜に対する血管のコントラストが、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストになっている。

【0053】

なお、原色のカラー撮像センサである撮像センサ 48 の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及び G (緑) の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、C M Y G の 4 色の画像信号が出力されるので、補色 - 原色色変換によって、C M Y G の 4 色の画像信号を R G B の 3 色の画像信号に変換することにより、撮像センサ 48 と同様の R G B 画像信号を得ることができる。また、撮像センサ 48 の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。この場合、光源制御部 22 は、必要に応じて、V 光、B 光、G 光、R 光を時分割で点灯させる。但し、V 光と B 光はどちらも B 画素で受光されるので、V 光と B 光は同時に点灯させても良い。

20

【0054】

撮像センサ 48 から出力される画像信号は、C D S / A G C 回路 50 に送信される。C D S / A G C 回路 50 は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング (C D S ; Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (A G C ; Automatic Gain Control) を行う。C D S / A G C 回路 50 を経た画像信号は、A / D コンバータ 51 により、デジタル画像信号に変換される。A / D 変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置 16 に入力される。

30

【0055】

プロセッサ装置 16 は、受信部 53 と、D S P (Digital Signal Processor) 56 と、ノイズ除去部 58 と、画像生成部 62 と、映像信号生成部 66 とを備えている。

【0056】

受信部 53 は、内視鏡 12 からデジタルの R G B 画像信号を受信する。D S P 56 は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ 48 の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された R G B 画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の R G B 画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後の R G B 画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の R G B 画像信号には、デモザイク処理 (等方化処理、同時化処理とも言う) が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素が R G B 各色の信号を有するようになる

40

50

。

【 0 0 5 7 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でデモザイク処理等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による）を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像生成部 6 2 に送信される。

【 0 0 5 8 】

画像生成部 6 2 は、R G B 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、画像（以下、内視鏡画像という）を生成する。色変換処理では、R G B 画像信号に対して 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、及び 3 次元 L U T（ルックアップテーブル）処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの R G B 画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の R G B 画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した R G B 画像信号を用いたカラー画像が内視鏡画像である。映像信号生成部 6 6 は、画像生成部 6 2 が生成した内視鏡画像をモニタ 1 8 で表示可能な映像信号に変換する。この映像信号を用いて、モニタ 1 8 は内視鏡画像を表示する。

【 0 0 5 9 】

次に、内視鏡システム 1 0 の作用を説明する。内視鏡システム 1 0 は、光量比設定部 2 3 によって、粘膜に対する血管のコントラストが、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストになるように、V 光と B s 光の光量比を設定する。例えば、表 1 に示すように、光量比設定部 2 3 には V 光と B s 光の光量比 A 0 ~ A 1 0 がプリセットされており、医師は、これらから、B 画像信号において、深さ及び太さの異なる血管間のコントラストのバランスが、目標とするコントラストのバランスになる光量比を選択して設定する。表 1 の光量比 A 1 ~ A 9 の値は、V 光のピーク波長の光量 / B s 光のピーク波長の光量である。光量比 A 0 は、V - L E D 2 0 a を消灯し、B - L E D 2 0 b を点灯させることにより、B 画素で受光する波長帯域の成分を B s 光のみにする設定であり、光量比 A 1 0 は、V - L E D 2 0 a を点灯し、B - L E D 2 0 b を消灯することにより、B 画素で受光する波長帯域の成分を V 光のみにする設定である。

【 0 0 6 0 】

【表 1】

A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10
Bs 光のみ	0.2	0.5	0.8	1.0	1.25	2.0	5.0	8.0	10.0	V 光のみ

【 0 0 6 1 】

図 1 6 には、V 光と B s 光の光量比を A 0 ~ A 1 0 の各光量比にした場合の粘膜に対する血管のコントラストを示す。図 1 6 では、各光量比の設定で得られる深さ及び太さが異なる血管のコントラストを表す棒グラフを、左から順に d 5 φ 2 0、d 5 φ 4 0、d 1 5 φ 2 0、d 1 5 φ 4 0、d 5 0 φ 2 0、及び d 5 0 φ 4 0 の順に並べている。図 1 6 から分かるように、V 光の成分が多いほど、太さが異なる血管間のコントラストの差が小さくなり、粘膜下の深さに応じて粘膜に対する血管のコントラストがつくようになる。逆に、B s 光の成分が多いほど、粘膜下の深さだけでなく、血管の太さに応じてコントラストに差がつくようになる。

【 0 0 6 2 】

医師は、鑑別したい病変の特性に応じて、あるいは従来の内視鏡システムとの使用感の違いをなくす等の目的に応じて目標コントラストを定め、定めた目標コントラストが得ら

れる光量比 $A_0 \sim A_{10}$ から所望の光量比を選択する。光源制御部 22 は、V 光と B s 光の光量比が、光量比設定部 23 が設定した光量比になるように、V - L E D 20 a と B - L E D 20 b とを制御する。このため、V 光及び B s 光の戻り光を受光する B 画素で得られる B 画像信号では、深さ及び太さが異なる複数の血管のコントラストのバランスが、設定された光量比に対応するバランスになる。画像生成部 62 では、この B 画像信号を用いて内視鏡画像を生成するので、内視鏡システム 10 で生成及び表示する内視鏡画像は、粘膜に対する血管のコントラストが、血管の深さ及び太さに応じた目標コントラストになる。

【0063】

なお、上記第 1 実施形態では、11 種類の光量比 $A_0 \sim A_{10}$ を例示しているが、内視鏡システム 10 では、V 光と B s 光の光量比を任意に設定可能なので、内視鏡システム 10 は、粘膜下の深さ及び太さに応じて血管のコントラストを自在に調節することができる。

【0064】

[第 2 実施形態]

図 17 に示す第 2 実施形態の内視鏡システム 200 は、従来の内視鏡システムで行われるいわゆる狭帯域光観察を行うことができるようにした内視鏡システムである。内視鏡システム 200 には、G - L E D 20 c の光路中に、G 光から約 530 nm から 550 nm の波長帯域を有する緑色狭帯域光（以下、G n 光という）を生成する帯域制限フィルタ（以下、G n 光生成用帯域制限フィルタという）225 が挿抜自在に設けられている。G n 光生成用帯域制限フィルタ 225 は、狭帯域光観察をする場合に G - L E D 20 c の光路中に挿入され、白色光を照射する通常の観察をする場合には G - L E D 20 c の光路中から退避される。また、光源制御部 22 は、狭帯域光観察をする場合には R - L E D 20 d は消灯する。このため、図 18 に示すように、内視鏡システム 200 で狭帯域光観察をする場合の照明光 226 は、V 光、B s 光、及び G n 光によって構成される。そして、内視鏡システム 200 の画像生成部 62 では、B 画素で V 光と B s 光の戻り光を撮像して得た B 画像信号を、B チャンネル（生成する内視鏡画像の B 画素）と G チャンネル（生成する内視鏡画像の G 画素）に割り当て、G 画素で G n 光の戻り光を撮像して得た G 画像信号を、R チャンネル（生成する内視鏡の R 画素）に割り当てた内視鏡画像（以下、狭帯域光観察画像という）を生成する。これ以外は、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同様である。

【0065】

図 19 に示すように、従来の内視鏡システムでは、V 光または B s 光よりも波長帯域が広い広帯域光から、広帯域光の波長帯域を制限する帯域制限フィルタ（以下、広帯域光用帯域制限フィルタという）によって生成される狭帯域光を用いて狭帯域光観察をする。例えば、光源としてキセノンランプを用いる場合、広帯域光はキセノンランプが発光する白色光 227 であり、この白色光 227 から、広帯域光用帯域制限フィルタを用いて、約 350 nm から 450 nm の波長帯域を有する青色狭帯域光（以下、B n 光という）と、G n 光を生成し、これらを照明光として用いて観察対象を撮像する。狭帯域光観察をする場合、内視鏡システム 200 の G n 光は、従来の内視鏡システムの G n 光はほぼ同じ分光スペクトルにすることができるので、G 画像信号における深さ及び太さが異なる複数の血管のコントラストのバランスは、従来の内視鏡システムとほぼ等しい。一方、図 20 に示すように、従来の内視鏡システムで用いる B n 光と、内視鏡システム 200 で用いる V 光及び B s 光の分光スペクトルは一致しない。このため、従来の内視鏡システムで狭帯域光観察をする場合に得られる B 画像信号と、内視鏡システム 200 で狭帯域光観察をする場合に得られる B 画像信号とは、深さ及び太さが異なる複数の血管の粘膜に対するコントラストのバランスも同じにはならない。

【0066】

しかし、内視鏡システム 200 は、光量比設定部 23 によって V 光と B s 光の光量比を設定することにより、B 画像信号における深さ及び太さが異なる複数の血管間のコントラ

10

20

30

40

50

ストのバランスを自在に調節することができる。すなわち、内視鏡システム 200 は、広帯域光から広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成される B n 光を観察対象に照射する場合の血管のコントラストを目標コントラストにして、V 光と B s 光の光量比を設定することで、B 画像信号における深さ及び太さが異なる複数の血管のコントラストのバランスを、従来の狭帯域光観察をする内視鏡システムの B 画像信号におけるコントラストのバランスに一致させることができる。この結果、内視鏡システム 200 で生成及び表示する狭帯域光観察画像の血管の見え方を、従来の狭帯域光観察画像の血管の見え方にほぼ一致させることができる。

【0067】

まず、図 21 に示すように、広帯域光から生成される従来の B n 光を照射する場合に得られる B 画像信号の血管のコントラストのバランスは、内視鏡システム 200 で B s 光のみ（光量比 A 0）を照射した場合や、V 光のみ（光量比 A 10）を照射した場合の B 画像信号のコントラストのバランスとは一致しない。

【0068】

一方、図 22 には、光量比設定部 23 が V 光と B s 光の光量比を第 1 実施形態の光量比 A 0 ~ A 10（表 1 参照）に設定する場合の粘膜に対する血管のコントラストを、従来の B n 光を照射する場合の粘膜に対する血管のコントラストで規格化して得られるコントラスト比を示す。また、図 22 には、深さ及び太さが異なる複数の血管のコントラスト比を示す。このため、図 22 のグラフは、値が 100% に近いほど、粘膜に対する血管のコントラストが、従来の B n 光を照射する場合に近いことを表す。

【0069】

図 22 から分かるように、光量比 A 0 ~ A 6 に設定すると、血管の深さ及び深さに応じたばらつきが大きくなるが、多くの血管が、従来の B n 光を照射する場合のコントラスト（100% のライン）を超え、従来よりも視認性が向上する。一方、光量比 A 7 ~ A 10 に設定すると、従来の B n 光を照射する場合のコントラストを若干下回るが、血管の深さ及び太さによるコントラストのばらつきは小さくなり、従来の B n 光を照射する場合に近いコントラストのバランスが得られる。

【0070】

また、図 23 には、光量比設定部 23 が V 光と B s 光の光量比 A 0 ~ A 10（表 1 参照）に設定する場合について、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比のグラフを示す。具体的には、図 23 では、φ 20 の血管に対する φ 40 の血管のコントラスト比（φ 40 / φ 20）を、深さ d 5、d 15、d 50 の 3 種類の深さについて示している。また、図 23 のグラフは、従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比で規格化しているので、値が 100% に近いほど、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比が、従来の B n 光を照射する場合に近いことを表す。

【0071】

図 23 から分かるように、光量比 A 0 ~ A 6 に設定すると、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比は、深さの違いによるばらつきが大きくなるが、値が 100% を超え、従来の B n 光を照射する場合よりも概ね大きくなる。このため、光量比 A 0 ~ A 6 に設定すると、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管を、従来の B n 光を照射する場合よりもはっきり特別して観察できるようになる。一方、光量比 A 7 ~ A 10 に設定すると、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比は、従来の B n 光を照射する場合を若干下回るが、深さの違いによるばらつきも小さく、従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比にほぼ近い値を維持することができる。特に、光量比 A 7 に設定すると、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比は、深さの違いによるばらつきが殆どなく、かつ、従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比にほぼ一致する。

【0072】

図 24 には、光量比設定部 23 が V 光と B s 光の光量比 A 0 ~ A 10（表 1 参照）に設定する場合について、太さが等しく、かつ、粘膜下の深さが異なる血管間のコントラスト

比のグラフを示す。具体的には、図 24 では、 $\phi 20$ 及び $\phi 40$ の 2 種類の太さの血管について、深さ $d15$ の血管に対する深さ $d5$ の血管のコントラスト比 ($d5 / d15$) と、深さ $d50$ の血管に対する深さ $d15$ の血管のコントラスト比 ($d15 / d50$) とを示している。また、図 24 のグラフは、従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比で規格化しているので、値が 100 % に近いほど、太さが等しく、かつ、粘膜下の深さが異なる血管間のコントラスト比が、従来の B n 光を照射する場合に近いことを表す。

【0073】

図 24 から分かるように、太さが等しく、かつ、粘膜下の深さが異なる血管間のコントラスト比は、光量比の設定によらず、従来の B n 光を照射する場合に概ね近い値が得られる。但し、光量比 A7 の条件を境界として、B s 光の成分が多い光量比 A0 ~ A6 や、V 光の成分が多い光量比 A8 ~ A10 に設定すると、 $\phi 20$ または $\phi 40$ の血管のうちの一方は従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比に近づくが、他方は従来の B n 光を照射する場合のコントラスト比から遠ざかるので、血管の太さの違いによるばらつきが増大する。

【0074】

また、表 2 には、(1) 深さ及び太さが異なる血管間のコントラストのバランス、(2) 粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる血管間のコントラスト比、(3) 太さが等しく、かつ、粘膜下の深さが異なる血管間のコントラスト比、の 3 個の観点で、内視鏡システム 200 で光量比を A0 ~ A10 に設定した場合に得られた B 画像信号と、従来の B n 光を照射して得た B 画像信号とで官能的に 1 ~ 5 の 5 段階評価した結果を示す。評価は、従来の B n 光を照射した場合と最もかけ離れているという評価が「1」、従来の B n 光を照射した場合に最も近いという評価を「5」である。評価結果は、複数人が評価した結果の平均値である。

【0075】

【表 2】

	光量比										
	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10
(1)	2.1	2.5	2.8	3.0	3.2	3.5	4.2	4.5	4.0	3.7	2.5
(2)	2.8	3.1	3.4	3.8	4.1	4.4	4.7	4.9	4.8	4.8	4.6
(3)	2.8	2.9	3.1	3.5	3.6	3.7	3.9	4.1	3.9	3.9	3.7

【0076】

以上のことから、内視鏡システム 200 で使用する青色狭帯域光は V 光と B s 光で形成され、従来の広帯域光から形成される B n 光とは異なっており、分光スペクトルは一致しないが、光量比設定部 23 が、V 光と B s 光の光量比を「A7」の値 (V 光のピーク波長の光量 / B s 光のピーク波長の光量 = 5.0) に設定すれば、すなわち、血管のコントラストの大きさと、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管間のコントラストのバランスと、粘膜下の深さが異なり、かつ、太さが等しい複数の血管のコントラストのバランスとの全てがほぼ従来の B n 光を照射する場合とほぼ一致する B 画像信号を得ることができる。このため、内視鏡システム 200 は、従来の狭帯域光観察画像と血管の見え方がほぼ等しい狭帯域光観察画像を生成及び表示することができる。

【0077】

上記の通り、従来の狭帯域光観察画像と血管の見え方がほぼ等しい狭帯域光観察画像を得るためには、光量比設定部 23 が V 光と B s 光の光量比を「A7」の値に設定すること

が最も好ましいが、「V光のピーク波長の光量/Bs光のピーク波長の光量」の値が2.0(光量比A6)以上8.0(光量比A8)以下であれば、従来の狭帯域光観察画像と血管の見え方が概ね等しい狭帯域光観察画像を得ることができる。また、「V光のピーク波長の光量/Bs光のピーク波長の光量」の値が約1.0(光量比A4)以上であれば、従来の狭帯域光観察画像を違和感なく模した狭帯域光観察画像を生成及び表示することができる。

【0078】

この他、内視鏡システム200では、光量比設定部23によってV光とBs光の光量比を「A0」～「A6」に設定することで、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストの比または差を、V光またはBs光よりも波長帯域が広い広帯域光から広帯域光用帯域制限フィルタを用いて生成されるBn光を観察対象に照射する場合の血管のコントラストの比または差を基準として、これよりも大きくすることができる。すなわち、光量比を「A0」～「A6」に設定することで、粘膜下の深さが等しく、かつ、太さが異なる複数の血管のコントラストの比または差を、従来のBn光を用いる場合よりも強調した新たな狭帯域光観察画像を提供することができる。

10

【0079】

なお、上記第2実施形態では、内視鏡システム200と、狭帯域光観察をする従来の内視鏡システムとして、キセノンランプが発する白色光227から、Bn光及びGn光を生成して利用する内視鏡システムと、を比較しているが、キセノンランプ以外の広帯域光を発する光源(例えば白色LED等)を利用して狭帯域光観察をする内視鏡システムもある。内視鏡システム200は、上記第2実施形態と同様にして、光量比設定部23によって適切な光量比を設定すれば、こうした従来の内視鏡システムで得る狭帯域光観察画像と血管の見え方がほぼ等しい狭帯域光観察画像を得ることができる。

20

【0080】

なお、上記第1実施形態及び第2実施形態で用いる各LED20a～20dの代わりに、中心波長やピーク波長等がこれらと異なる他の半導体光源を用いることもできる。例えば、上記第1実施形態及び第2実施形態では、中心波長405nmのV-LED20aを用いているが、このV-LED20aの代わりに、例えば中心波長415nmのV光を発するLEDを用いることもできる。中心波長415nmのLEDを用いる場合でも、光量比設定部23が設定する光量比は上記第1実施形態及び第2実施形態と光量比とほぼ同じである。

30

【0081】

また、各LED20a～20dの代わりに、レーザーダイオード等の他の半導体光源や、励起光を発する半導体光源と蛍光体を組み合わせた光源を利用することができる。V-LED20aと、V-LED20aが発光するV光を励起光としてB光を発生する蛍光体を用いれば、V-LED20aとこの蛍光体によって、上記第1実施形態及び第2実施形態のV光とB光(Bs光)を生成することができる。V光等の紫色光やV光よりも短波長帯域の紫外光を励起光として青色光を発生する蛍光体としては、例えばBaMgAlOや、MAl(Si,Al)₆(O,N)₁₀等を用いることができる。「M」元素は、Ca、Sr、Ba、Eu、La、Ce、Sc、Y、またはこれらの組み合わせ等である。

40

【0082】

上記第1実施形態及び第2実施形態では、光源制御部22は、光量比設定部23が設定する光量比を用いて、V-LED20aとB-LED20bの光量(発光量)を制御するが、光量を制御する代わりに、V-LED20aとB-LED20bの発光時間を制御して、V光とBs光の光量比を光量比設定部23が設定した光量比にしても良い。また、光量と発光時間の両方を制御して、V光とBs光の光量比を光量比設定部23が設定した光量比にしても良い。V-LED20aやB-LED20bの光量には、限度があるが、発光時間を制御すれば、あるいは光量と発光時間の両方を制御すれば、光量の制御だけでは実現できない光量比でV光及びBs光を含む照明光を発生させることができる。

【0083】

50

上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、B 光から B s 光を生成して照明光に利用しているが、B s 光生成用帯域制限フィルタ 2 5 を除き（あるいは B s 光生成用帯域制限フィルタ 2 5 を挿抜自在にし）、B 光をそのまま照明光に利用してもよい。但し、前述のとおり、B s 光を利用したほうが、粘膜に対する血管のコントラストが得られやすい。

【 0 0 8 4 】

上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、撮像センサ 4 8 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムによって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図 2 5 に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡 4 0 0 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくともも有する。

10

【 0 0 8 5 】

カプセル内視鏡 4 0 0 は、光源 4 0 2 と制御部 4 0 3 と、撮像センサ 4 0 4 と、画像生成部 4 0 6 と、送受信アンテナ 4 0 8 と、を備えている。光源 4 0 2 は、紫色光を発する V - L E D と、青色光を発する B - L E D と、緑色光を発する G - L E D と、赤色光を発する R - L E D と、B s 光生成用帯域制限フィルタと、を有しており、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態の光源部 2 0 に対応する。

【 0 0 8 6 】

制御部 4 0 3 は、上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態の光源制御部 2 2 及び光量比設定部 2 3 と同様に機能し、V 光と B s 光の光量比を設定して光源 4 0 2 を発光制御する。また、制御部 4 0 3 は、送受信アンテナ 4 0 8 によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記各実施形態及び変形例のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、画像生成部 4 0 6 はカプセル内視鏡 4 0 0 に設けられ、生成された内視鏡画像は、送受信アンテナ 4 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ 4 0 4 は上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態の撮像センサ 4 8 と同様に構成される。

20

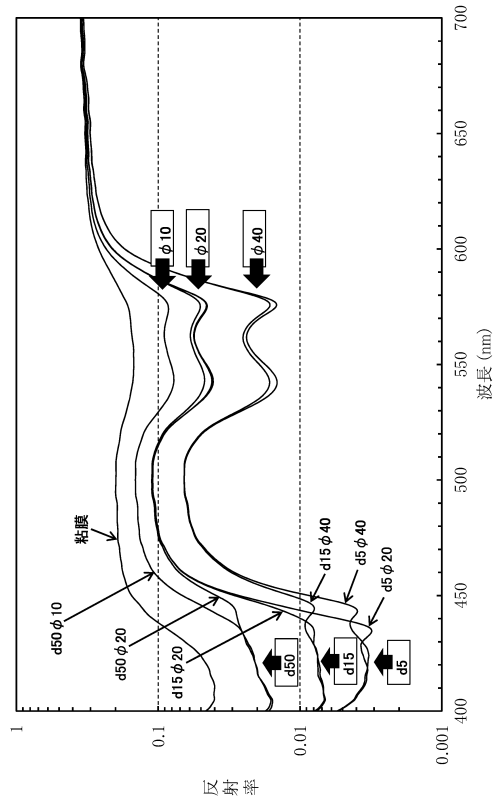
【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

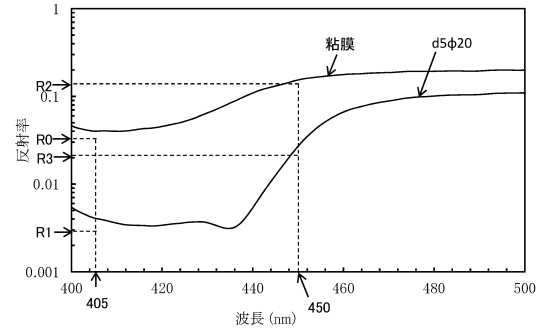
- 1 0 , 2 0 0 , 2 5 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 内視鏡光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 2 2 光源制御部
- 2 3 光量比設定部

30

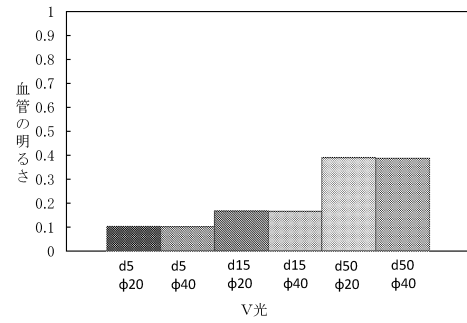
【図 6】



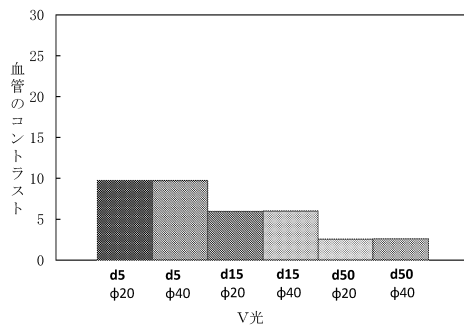
【図 7】



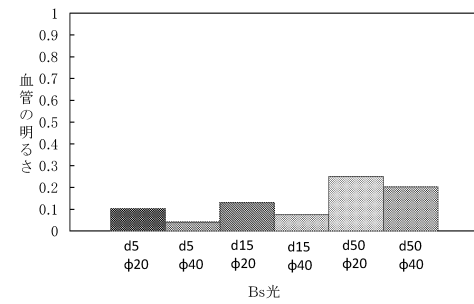
【図 8】



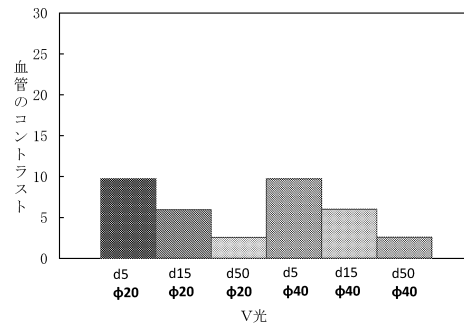
【図 9】



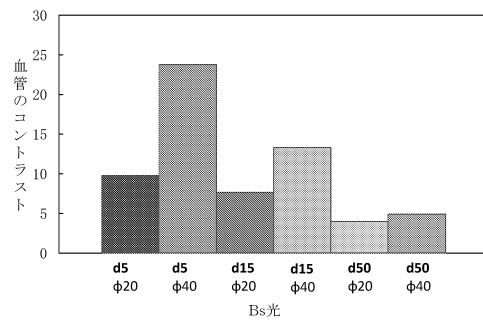
【図 11】



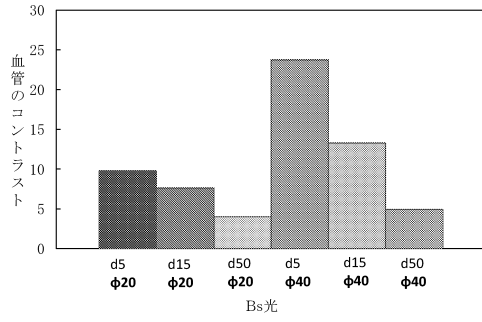
【図 10】



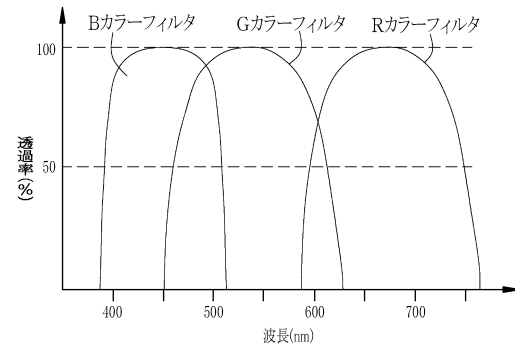
【図 12】



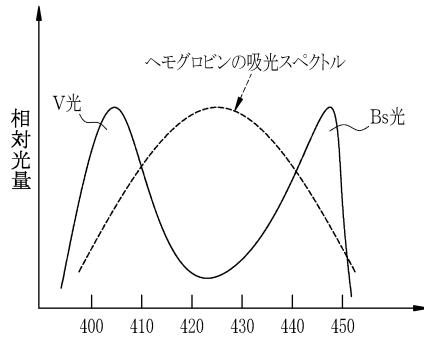
【図 13】



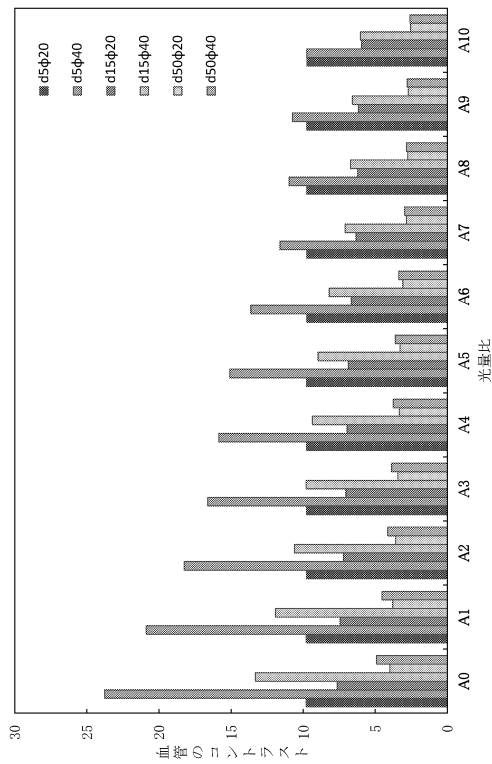
【図 15】



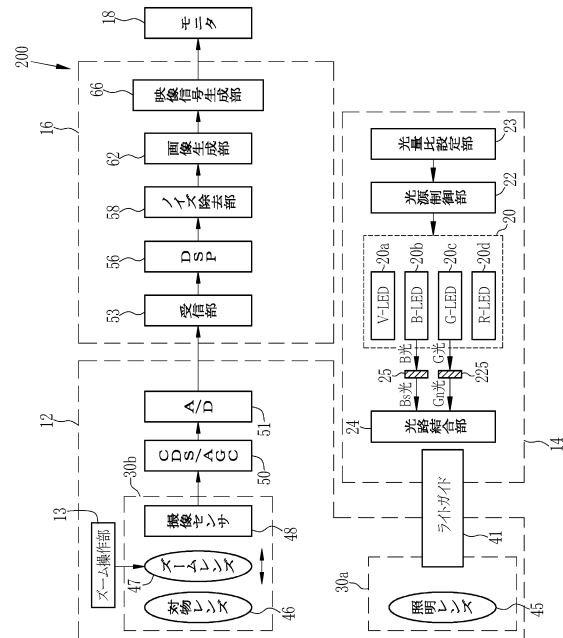
【図 14】



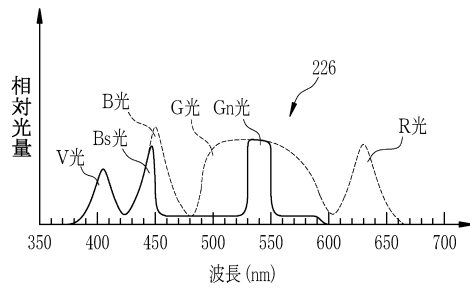
【図 16】



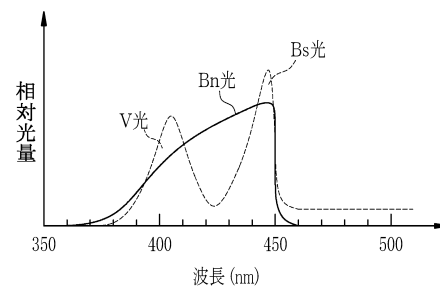
【図 17】



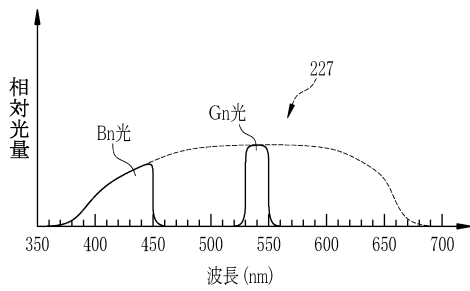
【図 18】



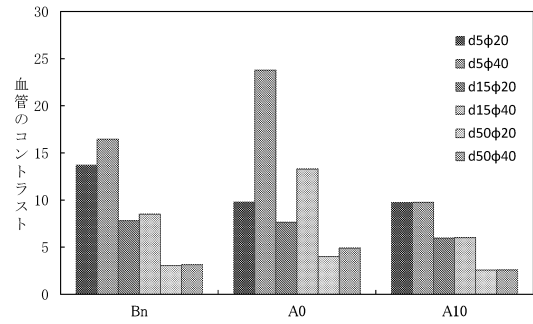
【図 20】



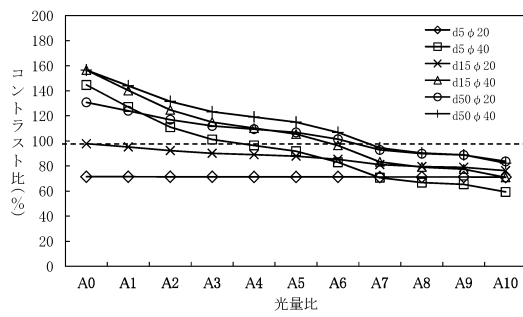
【図 19】



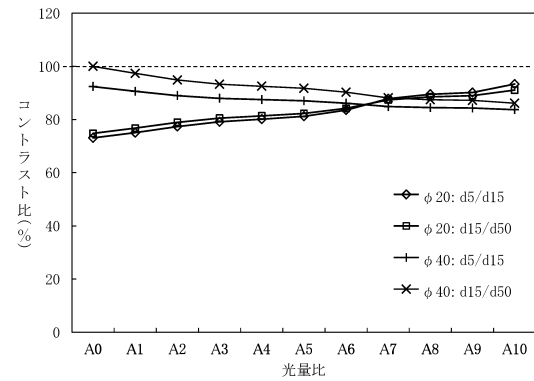
【図 21】



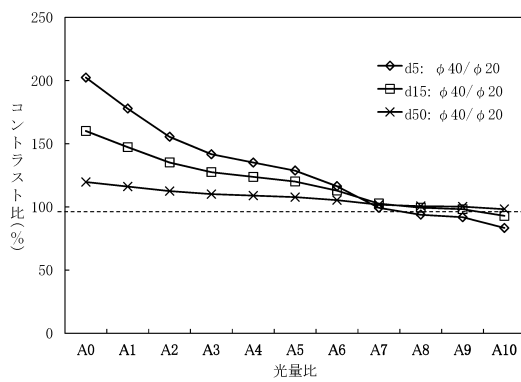
【図 22】



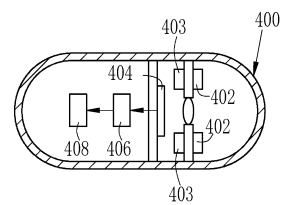
【図 24】



【図 23】



【図 25】



フロントページの続き

審査官 ▲高▼ 芳徳

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 0 3 4 7 5 3 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 0 5 7 8 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 5 2 4 1 4 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 2 4 4 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 1 5 8 8 3 7 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 1 5 8 8 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 0 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜光源装置，内窥镜系统和操作内窥镜光源装置的方法		
公开(公告)号	JP6386939B2	公开(公告)日	2018-09-05
申请号	JP2015039624	申请日	2015-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	杉崎 誠 久保 雅裕 蔵本 昌之		
发明人	杉崎 誠 久保 雅裕 蔵本 昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/06.612 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/06.A A61B1/06.613 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26		
其他公开文献	JP2016158836A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，内窥镜系统和内窥镜光源装置的操作方法，其能够根据粘膜下层的深度和厚度自由地调节血管的对比度。内窥镜光源装置中，到血管中的观察对象的黏膜下层，并且V-20A的LED在粘膜下同深度发射v光具有深度分辨率，靠在血管，和B-LED 20b和烧烤光产生频带限制滤波器25以发射具有厚度分辨率烧烤光，设置在V轻且各B光的光量比率，血管粘膜的对比度，以血管深度和厚度根据并且光源控制部分22用于使用由光量比设置部分23设置的光量比来控制V-LED 20a和B-LED 20b。光量控制部分22控制V-

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6386939号 (P6386939)
(45) 発行日 平成30年9月5日 (2018. 9. 5)	(24) 登録日 平成30年8月17日 (2018. 8. 17)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 0 (2006. 01) A 6 1 B 1 / 0 6 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 1 / 0 0 5 1 3 A 6 1 B 1 / 0 6 6 1 2	
請求項の数 14 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-39624 (P2015-39624)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成27年2月27日 (2015. 2. 27)	東京都港区西麻布2丁目26番30号	
(65) 公開番号 特開2016-158836 (P2016-158836A)	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年9月5日 (2016. 9. 5)	(72) 発明者 杉崎 誠 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
審査請求日 平成29年2月15日 (2017. 2. 15)	(72) 発明者 久保 雅裕 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
	(72) 発明者 蔵本 昌之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法		